PCT WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro
INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation 6:

A61F 2/68, 2/72, 2/64

(11) Internationale Veröffentlichungsnummer:

WO 96/41599

A1

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum:

27. December 1996 (27.12.96)

(21) Internationales Aktenzeichen:

PCT/DE96/01041

(22) Internationales Anmeldedatum:

6. Juni 1996 (06.06.96)

(30) Prioritätsdaten:

195 21 464.1

13. Juni 1995 (13.06.95)

DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): OTTO ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE BESITZ-UND VERWALTUNGSKOMMANDITGESELLSCHAFT [DE/DE]; Industriestrasse, D-37115 Duderstadt (DE).

(72) Erfinder; und

- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): VAN DER PERRE, Georges [BE/BE]; Veeweidenstraat 37, B-3040 St. Agatha Rode (BE). PEERAER, Louis [BE/BE]; Rodenbachlaan 11, B-3110 Rotselaar (BE). VANDER SLOTEN, Jos [BE/BE]; Langestraat 62, B-3190 Boortmeerbeek (BE). AEYELS, Bruno [BE/BE]; Brouwerstraat 68, B-3000 Leuven (BE).
- (74) Anwälte: GRAMM, Werner usw.; Theodor-Heuss-Strasse 1, D-38122 Braunschweig (DE).

MC, NL, PT, SE).

Veröffentlicht

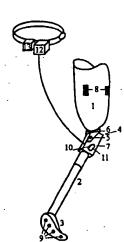
Mit internationalem Recherchenbericht. Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.

(81) Bestimmungsstaaten: CN, JP, RU, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU,

- (54) Title: PROCESS FOR CONTROLLING THE KNEE BRAKE OF A KNEE PROSTHESIS AND THIGH PROSTHESIS
- (54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUR STEUERUNG DER KNIEBREMSE EINES PROTHESEN-KNIEGELENKES SOWIE OBER-SCHENKELPROTHESE

(57) Abstract

A process is disclosed for controlling the knee brake (11) of a knee joint (4) that joins a stump bed (1) to a prosthesis lower part (2) provided with a foot prosthesis (3). The computer-controlled braking moment is continuously variable between "free" and "blocked" depending on the walking movements of the prosthesis user. The walking movements are characterised by EMG values measured in the stump bed (1), by pressure values measured in the foot area, by the momentary knee angle and by the momentary angular speed between thigh prosthesis and lower leg prosthesis in the form of electric signals (hereafter "measurement data"). Also disclosed is a thigh prosthesis. In order to better adapt the knee brake control to various natural walking types, the following steps are disclosed: (a) the momentary walking type among a plurality of predetermined walking types for each prosthesis user is determined by evaluating at least some of the measurement data; (b) the control programme associated with the detected walking type is selected; (c) for each control program, the period of a step defined as a time span between two successive contacts between heel and ground is subdivided into several phases whose respective end is determined by means of predetermined measurement data for each phase; (d) defined, possibly variable braking values for the knee brake are determined for each phase.



(57) Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steuerung der Kniebremse (11) eines ein Stumpfbett (1) mit einem Prothesenunterteil (2) mit angeschlossenem Prothesenfuß (3) verbindenden Kniegelenkes (4), wobei das computergesteuerte Bremsmoment in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers kontinuierlich zwischen "frei" und "blockiert" veränderbar ist, und die Gehbewegung durch im Stumpfbett (1) gemessene EMG-Werte, im Fußbereich gemessene Druckwerte, durch den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige, zwischen Prothesenober- und -unterschenkel gemessene Winkelgeschwindigkeit in Form elektrischer Signale (nachfolgend "Meßdaten") charakterisiert wird. Die Erfindung betrifft ferner eine Oberschenkelprothese. Zur verbesserten Anpassung der Kniebremssteuerung an verschiedene natürliche Gangarten werden erfindungsgemäß in erster Linie folgende Verfahrensschritte vorgeschlagen: a) Ermittlung der jeweiligen Gangart aus einer Anzahl vorgegebener, zuvor für diesen Prothesenträger ermittelten Gangarten durch Auswerten von zumindest einigen der jeweils übermittelten Meßdaten; b) Auswahl des dieser ermittelten Gangart zugeordneten Steuerprogramms; c) für jedes Steuerprogramm wird eine als Zeitspanne definierte Schrittperiode zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Boden-Kontakten unterteilt in mehrere Phasen, deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene, jeweils übermittelte Meßdaten bestimmt wird; d) jeder Phase werden bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse beaufschlagt wird.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AM			•		
AT AU BB BE BF BG BJ CA CF CG CN CN CN CS DE EE FF GA	Amenien Osterreich Australien Barbados Belgien Burkina Faso Bulgarien Benin Benin Bealarus Kanada Zentrale Afrikanische Republik Kongo Schweiz Côte d'Ivoire Kamerun China Tschechoslowakei Tschechische Republik Deutschland Danemark Estland Spanien Frankreich Gabon	GB GE GR GR HU IF IF KE KC KP KR LL LV MC MC MC MI MN MR MW	Vereinigtes Königreich Georgien Guinea Griechenland Ungarn Irland Italien Japan Kenya Kirgisistan Demokratische Volksrepublik Korea Republik Korea Republik Korea Kasachstan Liechtenstein Sri Lanka Liberis Linaen Luxemburg Lertland Monaco Republik Moldan Madagaskar Mali Mongolei Munetanien Mulavei	MX NE NL NO NZ PL RO RU SD SE SG SI SK SN SZ TD TG TT UA UG US UZ VN	Mexiko Niger Niederlande Norwegen Neuseeland Polen Portugal Rumanien Russische Föderation Sudan Schwedea Singapur Slowakei Senegal Swasilaad Tachad Togo Tadachikistan Trinidad und Tobago Ulraine Uganda Vereinigte Stanten von Amerika Usbekistan Vienam

Verfahren zur Steuerung der Kniebremse eines Prothesen-Kniegelenkes sowie Oberschenkelprothese

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steuerung der Kniebremse eines ein Stumpfbett mit einem Prothesenunterteil mit
angeschlossenem Prothesenfuß verbindenden Kniegelenkes, wobei
das computergesteuerte Bremsmoment in Abhängigkeit von der
Gehbewegung des Prothesenträgers kontinuierlich zwischen
"frei" und "blockiert" veränderbar ist, und die Gehbewegung
durch im Stumpfbett gemessene EMG-Werte, im Fußbereich gemessene Druckwerte, durch den jeweiligen Kniewinkel sowie die
jeweilige, zwischen Prothesenober- und -unterschenkel gemessene Winkelgeschwindigkeit in Form elektrischer Signale
(nachfolgend "Meßdaten") charakterisiert wird.

Die Erfindung betrifft ferner eine Oberschenkelprothese, mit

- einem Stumpfbett, das zur Verbindung mit einem Oberschenkelstumpf des Prothesenträgers ausgebildet ist;
- einem Prothesenunterschenkel, an den ein Prothesenfuß angeschlossen ist;
 - einem Kniegelenk, das über eine Knieachse einen oberen Kniegelenkanschluß für das Stumpfbett gelenkig verbindet mit einem unteren Kniegelenkanschluß für den Prothesenunterschenkel;
- einer computergesteuerten Bremse, die auf eine Bremswelle ein zwischen "frei" und "blockiert" kontinuierlich veränderbares Bremsmoment aufbringt;
 - einem Kniegelenkgetriebe zur Übertragung des Bremsmomentes von der Bremswelle auf die Knieachse;
- einer Steuereinheit, die über einen Steueralgorithmus die Bremse in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers beaufschlagt;
- EMG-Sensoren, die im Stumpfbett zur Anlage an bestimmten Oberschenkelmuskeln angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit abgeben;
 - Fußdrucksensoren, die in der Lauffläche des Prothesenfußes angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit ab-

10

15

20

25

30

35

geben;

einem Kodiergerät, das den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige Winkelgeschwindigkeit zwischen Prothesenober- und -unterschenkel mißt und in Form elektrischer Signale an die Steuereinheit abgibt.

Die EP 0 549 855 A2 offenbart eine Kniebremssteuerung, bei der ein hydraulischer Dämpfer die Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk steuert. Ein Mikroprozessor ermittelt aus einer Belastungsmessung und einer Kniewinkelmessung das übliche Gangmuster und beaufschlagt an verschiedenen Gang-Übergangspunkten einen Motor, der seinerseits eine im Hydraulikdämpfer vorgesehene Ventileinrichtung verstellt. Diese Ausführungsform ermöglicht dem Prothesenträger die Verwendung der Prothese in verschiedenen Gangarten einschließlich Treppensteigen und sich hinsetzen.

Die DE 39 09 672 C2 offenbart eine schwungphasengeregelte Oberschenkelprothese mit einem Oberschaft, der mit einem Unterschaft gelenkig über eine Kniegelenkwelle verbunden und von einem Druckzylinder beaufschlagt ist. Der Druckzylinder wird über ein Ventil angesteuert, dessen Öffnungsgrad durch eine Reguliereinrichtung in Abhängigkeit von mehreren während Gehversuchen ausgewählten Gehgeschwindigkeiten eingestellt wird. Vorgesehen ist eine Betriebsart-Wähleinrichtung zur Wahl verschiedener Öffnungsgrade für mehrere unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten in einem Lehrprogrammeingabebetrieb sowie für einen Playbackbetrieb. Vorgesehen sind ferner eine die Öffnungsgrade ermittelnde Erfassungseinrichtung, eine die Öffnungsgrade der Betriebsart-Wähleinrichtung speichernde Einrichtung, eine Schwung- und Standphasen erfassende Phasenermittlungseinrichtung, eine Gehgeschwindigkeits-Ermittlungseinrichtung, die die tatsächliche Gehgeschwindigkeit aufgrund der jeweiligen Zeitspannen der durch die Phasenermittlungseinrichtung erfaßten Schwung- und Standphasen ermittelt, sowie eine Steuereinrichtung, die die tatsächlich von der Gehgeschwindigkeit-Ermittlungseinrichtung ermittelte Gehgeschwindigkeit mit

20

den entsprechenden gespeicherten Öffnungsgraden der Betriebsart-Wähleinrichtung vergleicht und den Öffnungsgrad des Ventils einstellt. Gesteuert wird somit nur die Schwingphase. Als
Sensoren werden verwendet ein Kniewinkelsensor und Streck-Endschalter. Die Zeitdauer der Standphase wird als Parameter benutzt zur Steuerung des Dämpfungskoeffizienten in der Schwingphase.

Auch die französische Patentanmeldung 89 194 844 offenbart
eine pneumatische Kniebetätigungseinrichtung. Als Sensoren
werden verwendet entweder Fußkontaktsensoren oder Belastungsmessungen in Kombination mit einem Streck-Endschalter. Die
Steuerung löst während der Standphase eine automatische Knieblockierung aus und paßt während der Schwingphase den Dämpfungskoeffizienten der Gangzyklusdauer an.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine den verschiedenen natürlichen Gangarten besser angepaßte Kniebremssteuerung sowie eine hierfür besser geeignete Oberschenkelprothese zu entwickeln.

Ausgehend von dem eingangs beschriebenen Verfahren wird diese Aufgabe gemäß der Erfindung durch folgende Merkmale gelöst:

- 25 a) Ermittlung der jeweiligen Gangart aus einer Anzahl vorgegebener, zuvor für diesen Prothesenträger ermittelten Gangarten durch Auswerten von zumindest einigen der jeweils übermittelten Meßdaten;
- 30 b) Auswahl des dieser ermittelten Gangart zugeordneten Steuerprogramms;
- c) für jedes Steuerprogramm wird eine als Zeitspanne definierte Schrittperiode zwischen zwei aufeinanderfolgenden
 Fersen/Boden-Kontakten unterteilt in mehrere Phasen, deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene, jeweils übermittelte Meßdaten bestimmt wird;

15

20

25

30

35

- d) jeder Phase werden bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse beaufschlagt wird.
- Dabei ist es vorteilhaft, wenn die Beaufschlagung der Kniebremse mit einer konstanten Frequenz erfolgt.

Ferner kann es zweckmäßig sein, wenn zusätzliche Meßdaten ermittelt werden aus den am Knie sowie an der Hüfte angreifenden Momenten.

Es können zuvor verschiedene Gangarten festgelegt bzw. definiert werden (z. B. Gehen auf einem ebenen Untergrund; Treppensteigen; Treppenabstieg; das Gehen auf einer ansteigenden oder abschüssigen Fläche; Bewegungen im Stillstand usw.).

Erfindungsgemäß geht man aus von einer Schrittperiode, die definiert ist als zeitlicher Abstand zwischen zwei Fersen/Boden-Kontakten. Diese Schrittperiode wird auf einer Zeitachse aufgetragen und dann in eine bestimmte Anzahl von Schrittphasen unterteilt, wobei jeweils zwischen zwei Phasen ein Übergang, also ein Wechsel von der einen zur anderen Phase vorgesehen ist. Jede Phase stellt somit einen zeitlichen Teilabschnitt einer Schrittperiode dar, wobei während der Phase eine gesteuerte Kniebewegung stattfindet. Jeder Phasenübergang basiert auf Meßdaten.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren besteht grundsätzlich die Möglichkeit, jederzeit von einer Gangart auf eine andere Gangart überzuwechseln, wobei jeder Gangart ein spezielles Steuerprogramm zugeordnet ist. Es kann aber festgelegt werden, daß ein Wechsel von dem Steuerprogramm der gerade benutzten Gangart zu dem Steuerprogramm einer anderen Gangart nur bei einer zuvor ausgewählten speziellen Phase der Schrittperiode der gerade benutzten oder aber der neuen Gangart vorgenommen wird.

Erfindungsgemäß erfolgt die Ermittlung der jeweils ausgeübten

Gangart durch Vergleich der übermittelten Ist-Meßdaten mit den für jede Gangart vorgegebenen Referenz-Meßdaten. Dabei ist es zweckmäßig, wenn die Referenz-Meßdaten aus den für jede einzelne Gangart gemessenen EMG-Daten ermittelt werden.

5

10

15

20

25

30

35

Erfindungsgemäß ist es vorteilhaft, wenn für jede der vorgegebenen Gangarten für jeden abgetasteten Hüftgelenkmuskel über eine Schrittperiode eine die Muskelaktivität wiedergebende Kurve erstellt wird. Diese Kurve kann in der Praxis z. B. durch dreißig Meßwerte erstellt werden. Beim Vergleich der Ist-Meßdaten mit den Referenzwerten ist jedoch nicht ohne weiteres feststellbar, mit welchem der beispielsweise genannten dreißig Meßwerten einer Muskelaktivitätskurve der gerade ermittelte Istwert verglichen werden muß. Es muß also eine Zuordnung innerhalb der Schrittperiode erfolgen. Diese Schrittperiode ist jedoch für verschiedene Gangarten unterschiedlich und kann selbst innerhalb derselben Gangart variieren. Da aber die Ist-Meßdaten in realer Zeit, also über einen bestimmten Zeitablauf übermittelt werden, die Referenzdaten aber für einen vorgegebenen Zeitablauf und damit üblicherweise in Prozentangaben bezogen auf die Schrittperiode vorliegen, ein Vergleich der Realzeit mit Prozentangaben aber nicht möglich ist, muß die tatsächliche Schrittperiode in ihrer "Zeitlänge" der Referenz-Schrittperiode angepaßt werden. Dies wird wie folgt vorgenommen:

Nachdem man für jede der vorgegebenen Gangarten für jeden abgetasteten Hüftgelenkmuskel über eine Schrittperiode eine die Muskelaktivität wiedergebende Kurve erstellt hat, werden dann die diese Kurve definierenden EMG-Meßdaten durch equidistante lineare Interpolation auf eine bestimmte Anzahl EMG-Referenzwerte reduziert, die dann die EMG-Referenzkurve definieren. Der erste sowie der letzte EMG-Referenzwert entspricht dann den EMG-Meßdaten bei Fersen/Boden-Kontakt. Zum Vergleich einer bestimmten Anzahl Ist-EMG-Meßdaten mit übereinstimmenden Referenz-EMG-Meßdaten wird der jeweilige Zeitpunkt innerhalb der Schrittperiode ermittelt und zwar durch Vorausberechnung der

Zeit des Endpunktes der jeweiligen Phase. Es werden dann zu den Ist-Meßdaten die ihnen in Gangzeit am nächsten kommenden EMG-Referenzwerte der EMG-Referenzkurve herausgesucht. Dabei hat es sich als zweckmäßig erwiesen, nicht alle EMG-Daten der kompletten Schrittperiode zu benutzen, sondern nur EMG-Daten aus einem bestimmten Abschnitt der Schrittperiode, abhängig von der Gangart.

Die Ermittlung der Gangzeit sucht eine Antwort auf die Frage:

10

5

An welcher Stelle befinden wir uns in der Schrittperiode?. Dabei hat es sich als zweckmäßig erwiesen, innerhalb einer Schrittperiode bestimmte Gang-Fixpunkte zu definieren. Zum Beispiel in folgender Reihenfolge:

20	1.	Fersen/Boden-Kontakt:	steigende Flanke des Fersendrucks, festge- stellt mittels eines Schwellwertes;
25	2.	Beginn Beugung Standphase:	steigende Flanke des Kniewinkels, festge- stellt mittels eines Schwellwertes;
	3.	Fuß flach:	Metatarsalkopf I - Druck wird größer als der Fersendruck;
30	4.	Maximum am Metatarsalkopf I:	<pre>Metatarsalkopf I - Druck wird maximal;</pre>
35	5.	Beugungsschwungphase:	steigende Flanke des Kniewinkels, festge- stellt mittels eines Schwellwertes;
40	6.	maximale Beugungschwungphase:	Kniewinkel wird maxi-mal;
45	7.	Streckung Schwungphase:	<pre>fallende Flanke des Kniewinkels, festge- stellt mittels eines Schwellwertes;</pre>
	8.	volle Streckung:	Kniewinkel wird mini- mal oder negativ (Hy- perextension).

Diese Gang-Fixpunkte sind über eine Schrittperiode verteilt und unterteilen die Schrittperiode in die vorstehend erläuterten Phasen.

Die "on-line" Gang-Zeitbasis bestimmt die Gangzeit des momentanen Zeitpunktes, bevor die derzeitige Schrittperiode beendet ist. Und dies erfolgt erfindungsgemäß durch Vorausberechnen der Zeit des Eintreffens eines zukünftigen Ereignisses mit einer bekannten Gangzeit.

10

Der wesentliche Vorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens kann darin gesehen werden, daß bei einem Wechsel der Gangart auch die Steuerung der Kniebremse geändert wird und zwar jeweils unter Adaptierung eines gespeicherten Referenzmusters.

15

Die der Erfindung zugrundeliegende Aufgabe wird ausgehend von der eingangs beschriebenen Oberschenkelprothese durch folgende Merkmale gelöst:

- 20 a) zumindest zwei Fußdrucksensoren sin in nach unten offenen Ausnehmungen in der Fußsohle angeordnet und zwar im Fersenbereich sowie im Kopfbereich eines OS metatarsale;
- b) die Bremse ist eine Magnetpulverbremse, die über gepulste

 Steuersignale einer Pulsweiten-Modulationsschaltung (PWMSchaltung) angesteuert wird, wobei die Pulsweite den
 durch die Bremse fließenden Strom und somit das Bremsmoment bestimmt;
- 30 C) ein Einstell- und Kalibriersystem zur Anpassung des die Bremse beaufschlagenden Steueralgorithmus an den Gang des Prothesenträgers.
- Erfindungsgemäß werden vorzugsweise zumindest zwei EMG-Senso-35 ren verwendet. Außerdem können Sensoren zur Messung des Kniemomentes und/oder des Hüftmomentes vorgesehen werden.

Die Kniebremse wird vorzugsweise mit einer konstanten Frequenz, z. B. 100 Hz beaufschlagt. Grundsätzlich lassen sich alle Meßdaten jederzeit vollständig verarbeiten; in der Praxis werden aber nur jeweils ausgewählte Meßdaten für die einzelnen Berechnungen herangezogen. In jedem Fall werden alle Meßdaten von einem Computer über eine bestimmte Zeit gespeichert (z. B. über 2,5 sek.), also nicht sofort vernichtet.

Für das Kniegelenkgetriebe werden erfindungsgemäß drei Alternativen vorgeschlagen.

Erfindungsgemäß ist es grundsätzlich möglich, die genannten EMG-Elektroden zur Identifizierung der Gangart, der Gangphase innerhalb einer Schrittperiode und der Übergänge zwischen Gangart und -phasen heranzuziehen und sei es auch nur zur Kontrolle der im Fußbereich gemessenen Druckwerte und/oder der Kniewinkel-Messungen.

Erfindungsgemäß wird ein Steuerungsverfahren bevorzugt, bei 20 dem die im Stumpfbett gemessenen EMG-Werte in Verbindung mit den im Fußbereich gemessenen Druckwerten und den jeweiligen Kniewinkeln als Information in den Mikroprozessor eingespeist werden zur Identifizierung der Gangart und -phasen und der Übergänge zwischen ihnen. In jeder der Gangphasen wird die 25 Kombination der im Fußbereich gemessenen Druckwerte mit dem gemessenen Kniewinkel als Steuerparameter für den Feedback-Steueralgorithmus benutzt. Eine geschlossen ausgebildete Kniebeaufschlageinrichtung umfaßt ein Getriebe sowie eine Magnetpulverbremse, die eine direkte, kontinuierliche Steuerung 30 des Kniebremsmomentes sowohl in der Standphase als auch in der Schwungphase ermöglichen. Die Kombination dieser drei Merkmalskomplexe führt zu einem zweischichtigen Steuersystem: die erste Schicht beinhaltet die Identifizierung der Gangart und phase sowie die Auswahl des gangartspezifischen Steueralgorithmus, während die zweite Schicht definiert ist durch die 35 direkte Steuerung des Kniebremsmomentes unter Verwendung des geeigneten Algorithmus.

Als Ergebnis hiervon paßt sich die Prothese automatisch an die Gangart und -phase des Prothesenträgers an. Ein wesentlicher Vorteil der erfindungsgemäß gestalteten Oberschenkelprothese ist darin zu sehen, daß eine Anpassung an den jeweiligen Prothesenträger ausschließlich in der Software, nicht aber in der Hardware erfolgen muß. Dies vereinfacht eine Anpassung beträchtlich.

Weitere Merkmale der Erfindung sind Gegenstand der Unteran-10 sprüche und werden in Verbindung mit weiteren Vorteilen der Erfindung anhand mehrerer Ausführungsbeispiele erläutert.

In der Zeichnung sind einige als Beispiele dienende Ausführungsformen der Erfindung dargestellt. Es zeigen:

15

5

- Figur 1 in schematischer Darstellung eine Oberschenkelprothese;
- Figur 2 in vergrößertem Maßstab das Stumpfbett gemäß

 Figur 1 in Vorderansicht;
 - Figur 3 einen Querschnitt gemäß der Linie III-III in Figur 2;
- 25 Figur 4 einen Prothesenfuß in Seitenansicht;
 - Figur 5 in vergrößertem Maßstab einen Fußdrucksensor im lotrechten Längsschnitt;
- 30 Figur 6 den Fußdrucksensor gemäß Figur 5 in Unteransicht;
 - Figur 7 in seitlicher Rückansicht ein Kniegelenk in einer ersten Ausführungsform;

35

Figur 8 - das Kniegelenk gemäß Figur 7 in seitlicher Vorderansicht;

	Figur 9	~	einen lotrechten Schnitt in der Frontebene durch das Kniegelenk gemäß Figur 7;
5	Figur 10	-	einen lotrechten Schnitt in der Sagittalebene durch das Gelenk gemäß Figur 7 ;
•	Figur 11	-	in Draufsicht einen Horizontalschnitt durch das Kniegelenk gemäß Figur 8;
10	Figur 12	-	eine zweite Ausführungsform eines Kniegelenk in einer Darstellung gemäß Figur 9;
15	Figur 13	-	das Kniegelenk gemäß Figur 12 in einer Darstellung gemäß Figur 10;
	Figur 14		das Kniegelenk gemäß Figur 12 in einer Darstellung gemäß Figur 11;
20	Figur 15	-	in schaubildlicher Darstellung eine dritte Aus- führungsform für ein Kniegelenk;
	Figur 16	-	das Kniegelenk gemäß Figur 15 im Längsschnitt;
25	Figur 17	-	eine schematische Darstellung für die Definition des Kniewinkels;
30	Figur 18	-	in schematischer Darstellung eine Oberschenkel- prothese, deren Prothesenunterschenkel mit Deh- nungsmeßstreifenpaaren bestückt ist;
35	Figur 19	-	ein Diagramm, in dem Fußdruck und Kniewinkel über eine Schrittperiode aufgetragen sind und ein diese Kurven verdeutlichendes Phasendiagramm;
-	Figur 20	- '	ein etwas abgewandeltes Phasendiagramm in einer Darstellung gemäß Figur 19;

Figur 21 - elektronische Hardware in einem Blockschaltbild;

Figur 22 - ein Blockschaltbild für eine digitale Steuereinheit und

5

Figur 23 - in einem Blockschaltbild eine Steuereinheit mit zwei Controllern.

Die in Figur 1 dargestellte Oberschenkelprothese besteht im wesentlichen aus einem Stumpfbett 1, das zur Verbindung mit 10 einem Oberschenkelstumpf des Prothesenträgers ausgebildet ist, aus einem Prothesenunterschenkel 2, an den ein Prothesenfuß 3 angeschlossen ist und aus einem Kniegelenk 4, das über eine Knieachse 5 einen oberen Kniegelenkanschluß 6 für das Stumpfbett 1 gelenkig verbindet mit einem unteren Kniegelenkanschluß 15 7 für den Prothesenunterschenkel 2. Im Stumpfbett 1 sind EMG-Sensoren 8 und in der Unterseite des Prothesenfußes 3 sind Fußdrucksensoren 9 angedeutet. Am Kniegelenk 4 sind ein Kniewinkelsensor 10 sowie eine Bremse 11 schematisch eingezeichnet. Zur Steuerung dieser Bremse 11 dienen ein ebenfalls nur 20 schematisch dargestellter Mikrocomputer 12 und Batterien 13, die der Prothesenträger an einem Gürtel tragen kann, die aber auch unmittelbar in den Prothesenunterschenkel 2 integriert sein können. In einer Alternativlösung ist die Steuerung der 25 Kniebremse 11 durch einen externen Computer möglich.

Die Figuren 2 und 3 lassen erkennen, daß drei EMG-Sensoren 8 vorgesehen sind, die jeweils einem das Hüftgelenk beaufschlagenden Muskel zugeordnet sind nämlich den Muskeln rectus femoris, adductor longus und hamstrings. Die EMG-Sensoren 8 sind in der Innenwandung des Stumpfbettes 1 federelastisch festgelegt, um so eine permanente zuverlässige Anlage an dem zugeordneten Muskel zu gewährleisten. Die elektrischen Anschlüsse der EMG-Sensoren 8 sind außen am Stumpfbett 1 verlegt. Der Abstand der EMG-Sensoren 8 vom Rand 1a des Stumpfbettes 1 beträgt etwa 10 cm.

30

Figur 1 läßt erkennen, daß vier Fußdrucksensoren 9 vorgesehen sind von denen Figur 4 nur zwei zeigt. Der erste Fußdrucksensor liegt im Fersenbereich, der zweite im Bereich eines OS metatarsale, der dritte im Kopfbereich eines OS metatarsale und der vierte im Zehenbereich. Jeder Fußdrucksensor 9 stützt sich gegen eine Metalleinlage 14 ab, die in eine Ausnehmung 15 eingelegt ist, die um den Fußdrucksensor 9 herum mit dem Material der Prothesenfuß-Lauffläche ausgefüllt ist.

- Zur Verstärkung der das Kniegelenk beaufschlagenden Bremskraft ist ein Kniegelenkgetriebe vorgesehen. Die Figuren 7 bis 11 zeigen eine erste Ausführungsform für ein Kniegelenkgetriebe 16. Die Knieachse 5 sitzt zusammen mit einem ersten Getriebezahnrad 17 fest am oberen Kniegelenkanschluß 6, während der untere Kniegelenkanschluß 7 als Getriebegehäuse 18 ausgebildet ist, das die Lagerung für die Knieachse 5 bildet und das eigentliche Getriebe, die Bremse 11 und ein Codiergerät umfaßt, das über den Kniewinkelsensor 10 den jeweiligen Kniewinkel und außerdem die jeweilige Winkelgeschwindigkeit zwischen Prothesenober- und -unterschenkel mißt und in Form elektrischer Signale an eine Steuereinheit 19 abgibt (siehe Figur 21).
- Die in der Zeichnung im Detail nicht näher dargestellte Bremse 11 ist eine Magnetpulverbremse, die über gepulste Steuersignale einer Pulsweiten-Modulartionsschaltung (PWM-Schaltung) angesteuert wird, wobei die Pulsweite den durch die Bremse fließenden Strom und somit das Bremsmoment bestimmt. Das erste Kniegelenkgetriebe 16 ist ein zweistufiges Untersetzungsgetriebe mit parallel zueinander angeordneter Knieachse 5, Zwischenwelle 20 und Bremswelle 21, die drehbar im Getriebegehäuse 18 gelagert und jeweils mit einem Zahnrad 17, 22, 23 bestückt sind, wobei die Zwischenwelle 20 noch ein mit dem Zahnrad 23 der Bremswelle 21 kämmendes Zwischenrad 24 trägt.
- Die Figuren 7 und 8 zeigen einen Anschlag 25 für die Strecklage des Prothesenunterschenkels 2. Figur 8 zeigt außerdem einen federelastischen Vorbringer 26, während in Figur 9 eine

auf der Bremswelle 21 sitzende Kniewinkel-Codierscheibe 27 angedeutet ist, der das vorstehend erwähnte, in Figur 11 angedeutete Codiergerät 28 zugeordnet ist.

- Die Figuren 12 bis 14 zeigen eine zweite Ausführungsform für ein Kniegelenkgetriebe 29. Hier ist die Knieachse 5 zugleich als Bremswelle ausgebildet und sowohl im oberen als auch im unteren Kniegelenkanschluß 6, 7 drehbar gelagert. Auf dieser die Bremswelle bildenden Knieachse 5 sitzt drehfest ein Zahnrad 30, das mit einem Zahnrad 31 einer Zwischenwelle 32 kämmt, die über ein zweites Zahnrad 33 im Eingriff steht mit einem fest mit dem oberen Kniegelenkanschluß 6 verbundenen Zahnrad 34.
- 15 Im übrigen wurden die mit dem ersten Kniegelenkgetriebe 16 übereinstimmenden Bauteile mit denselben Bezugszeichen versehen.
- Die Figuren 15 und 16 zeigen eine dritte Ausführungsform für ein Kniegelenkgetriebe 35. Dieses weist einen an seinem einen Ende fest mit dem oberen Kniegelenkanschluß 6 verbundenen Hebel 36, der sich mit seinem freien Ende auf einer Spindel 37 geführten und deren Drehantrieb darstellenden Drehmutter 38 abstützt. Letztere ist gegen die Wirkung einer Feder 39 auf der Spindel 37 verschiebbar, die die Bremswelle bildet und mit ihrem unteren Ende am unteren Kniegelenkanschluß 7 drehbar gelagert ist.
- Figur 17 zeigt eine Relativverschwenkung zwischen dem Stumpf-30 bett 1 und dem Prothesenunterschenkel 2 und den sich hieraus ergebenden Kniewinkel α.
- Figur 18 zeigt in schematischer Darstellung, daß der Prothesenunterschenkel 2 mit zwei Dehnungsmeßstreifenpaaren 40 be35 stückt ist, wobei in der Sagittalebene gesehen von jedem
 Dehnungsmeßstreifenpaar 40 jeweils ein Dehnungsmeßstreifen
 vorn und der jeweils andere hinten am Prothesenunterschenkel 2

angeordnet sind. Es handelt sich um einen Sensor zur Messung des Kniemomentes. Die gleichen Dehnungsmeßstreifenpaare 40 oder aber zwei zusätzliche Dehnungsmeßstreifenpaare dienen zudem als Sensor zur Messung des Hüftgelenkes. Der untere Pfeil A symbolisiert die Bodenreaktionskraft; über die Achse B ist das Biegemoment aufgetragen. Die Punkte Bl und B2 geben die von den beiden Dehnungsmeßstreifenpaaren 40 ermittelten Biegemomente an. Durch lineare Extrapolation dieser beiden Meßpunkte B1, B2 erhält man in der "Höhe" der Knieachse 5 den Wert für das Kniemoment B_K und bei weiterer linearer Extrapolation bis zur "Höhe" des Hüftgelenkes 41 den Wert für das Hüftmoment B_B . Bei dieser Art der Messung des Hüftmomentes muß das Kniegelenk 4 in gestreckter Lage des Prothesenunterschenkels 2 blockiert sein.

15

20

10

In dem in Figur 19 gezeigten Diagramm sind auf der lotrechten Achse der jeweils gemessene Fußdruck in Prozent bzw. der jeweils gemessene Kniewinkel α in Winkelgrad aufgetragen, während die horizontale Achse die Zeitspanne einer kompletten Schrittperiode angibt. Von den vier in Figur 1 dargestellten Fußdrucksensoren 9 sind lediglich eine Druckkurve D1 für den Fersendrucksensor und eine Druckkurve D2 für einen Drucksensor im Kopfbereich des OS metatarsale I eingezeichnet. Eingetragen ist ferner die Kurve K_{α} für den jeweiligen Kniewinkel.

25

30

Die im Diagramm dargestellte Schrittperiode ist die Zeitspanne zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Boden-Kontakten des Prothesenfußes 3. Diese Schrittperiode ist erfindungsgemäß unterteilt in mehrere Phasen (in dem dargestellten Beispiel in acht Phasen), deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene Meßdaten bestimmt ist. Dabei werden jeder Phase bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse 11 beaufschlagt wird.

35

In der unteren Darstellung der Figur 19 zeigen die drei rechts von der gestrichelten Linie liegenden Phasen 1 bis 3 die Kör-

10

15

20

25

30

perhaltungsphase, die links von der gestrichelten Linie eingezeichneten Phasen 4 bis 8 die Schwungphase. Dabei sind beispielsweise die Möglichkeiten vorgesehen, aus der Phase 1 unmittelbar in die Phase 4 und/oder aus der Phase 4 unmittelbar in die Phase 6 überzugehen.

Figur 20 zeigt für das in der Figur 19 dargestellte Phasendiagramm ein etwas vereinfachtes Beispiel für das Gehen auf ebenem Untergrund. Auch hier bedeuten die durch einen Kreis symbolisierten Phasen jeweils einen kurzen Zeitabschnitt von einer Schrittperiode, wobei während jeder Phase eine gesteuerte Kniebewegung stattfindet. Die Pfeile zwischen den Phasen geben den jeweiligen Phasenübergang an. Es handelt sich hier um vorgegebene Schwellwerte bzw. Fixpunkte, die den Endpunkt einer Phase definieren und jeweils von durch Sensoren übermittelte Meßdaten bestimmt werden.

Figur 21 zeigt ein Beispiel für die zur Steuerung der Kniebremse 11 vorgesehene elektronische Hardware. Diese umfaßt die bereits vorstehend erwähnte Steuereinheit 19, die Schnittstellen für die drei EMG-Sensoren 8, für zwei Fußdrucksensoren 9 sowie für das Codiergerät 28 aufweist. Die Stromversorgung für die Steuereinheit 19 ist mit 42 bezeichnet. Die Steuereinheit 19 steht mit einem externen Computer 43 in Verbindung und weist eine Steuerleitung 44 zur Steuerung der Bremse 11 auf.

Gemäß Figur 22 weist die Steuereinheit 19 einen Mikrocontrolleraufbau auf, der einen Mikrocontroller 45, zumindest einen RAM sowie eine serielle Schnittstelle zum bidirektionalen Datenaustausch mit dem externen Computer 43 umfaßt. Der Mikrocontroller 45 umfaßt zur Speicherung der Betriebs- und Steuerungssoftware sowie der festen Daten einen internen 2 kB EEPROM und ist zur Aufnahme der flüchtigen Daten während des Betriebs mit einem externen 8 kB RAM verbunden.

35

Figur 23 zeigt eine alternative Ausführungsform mit zwei Controllern. Hier weist die Steuereinheit 19 einen Mikrocontrol-

leraufbau in einer Master-Slave-Konfiguration auf, wobei der Mastercontroller 46 mit dem Codiergerät 28 und den Fußdruck-sensoren 9 und der mit dem Mastercontroller 46 im direkten Datenaustausch verbundenen Slavecontroller 47 mit den EMG-Sensoren 8 verbunden ist. Beide Controller 46, 47 weisen jeweils eine eigene Peripherieschaltung, RAM und eine serielle Verbindung zu dem externen Computer 43 auf.

Gr/is/af/bk

Patentansprüche:

- Verfahren zur Steuerung der Kniebremse (11) eines ein 1. Stumpfbett (1) mit einem Prothesenunterteil (2) mit ange-5 schlossenem Prothesenfuß (3) verbindenden Kniegelenkes (4), wobei das computergesteuerte Bremsmoment in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers kontinuierlich zwischen "frei" und "blockiert" veränderbar ist, und die Gehbewegung durch im Stumpfbett (1) gemessene 10 EMG-Werte, im Fußbereich gemessene Druckwerte, durch den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige, zwischen Prothesenober- und -unterschenkel gemessene Winkelgeschwindigkeit in Form elektrischer Signale (nachfolgend "Meßdaten") charakterisiert wird, gekennzeichnet durch fol-15 gende Merkmale:
 - a) Ermittlung der jeweiligen Gangart aus einer Anzahl vorgegebener, zuvor für diesen Prothesenträger ermittelten Gangarten durch Auswerten von zumindest einigen der jeweils übermittelten Meßdaten;
 - b) Auswahl des dieser ermittelten Gangart zugeordneten Steuerprogramms;
- c) für jedes Steuerprogramm wird eine als Zeitspanne definierte Schrittperiode zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Boden-Kontakten unterteilt in mehrere Phasen, deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene, jeweils übermittelte Meßdaten bestimmt wird;
 - d) jeder Phase werden bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse beaufschlagt wird.
 - Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Beaufschlagung der Kniebremse mit einer konstanten

20

Frequenz erfolgt.

- 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzliche Meßdaten ermittelt werden aus den am Kniw sowie an der Hüfte angreifenden Momenten.
- Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die vorgegebenen Gangarten mit Hilfe der unterschiedlichen, sich aus der Messung der am Knie und an der Hüfte angreifenden Momente ergebenden Meßdaten definiert werden.
- 5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ermittlung der jeweiligen

 Gangart durch Vergleich der übermittelten Ist-Meßdaten
 mit den für jede Gangart vorgegebenen Referenz-Meßdaten
 erfolgt.
- 6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß
 die Referenz-Meßdaten aus den für jede einzelne Gangart
 gemessenen EMG-Daten ermittelt werden.
- Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß 7. für jede der vorgegebenen Gangarten für jeden abgetasteten Hüftgelenkmuskel über eine Schrittperiode eine die 25 Muskelaktivität wiedergebende Kurve erstellt wird, daß dann die diese Kurve definierenden EMG-Meßdaten durcch equidistante lineare Interpolation auf eine bestimmte Anzahl EMG-Referenzwerte reduziert werden, die dann die EMG-Referenzkurve definieren, und daß zum Vergleich einer 30 bestimmten Anzahl Ist-EMG-Meßdaten mit übereinstimmenden Referenz-EMG-Meßdaten der jeweilige Zeitpunkt innerhalb der Schrittperiode ermittelt wird durch Vorausberechnung der Zeit des Endpunktes der jeweiligen Phase, wobei dann 35 zu den Ist-Meßdaten die ihnen in Gangzeit am nächsten kommenden EMG-Referenzwerte der EMG-Referenzkurve herausgesucht werden.

15

20

25

- 8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein Wechsel von dem Steuerprogramm der gerade benutzten Gangart zu dem Steuerprogramm
 einer anderen Gangart nur bei einer zuvor ausgewählten
 speziellen Phase der Schrittperiode der gerade benutzten
 oder aber der neuen Gangart vorgenommen wird.
- 9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß alle Meßdaten kurzfristig gespeichert werden.
 - 10. Oberschenkelprothese, mit
 - einem Stumpfbett (1), das zur Verbindung mit einem Oberschenkelstumpf des Prothesenträgers ausgebildet ist;
 - einem Prothesenunterschenkel (2), an den ein Prothesenfuß (3) angeschlossen ist;
 - einem Kniegelenk (4), das über eine Knieachse (5) einen oberen Kniegelenkanschluß (6) für das Stumpfbett (1) gelenkig verbindet mit einem unteren Kniegelenkanschluß (7) für den Prothesenunterschenkel (2);
 - einer computergesteuerten Bremse (11), die auf eine Bremswelle (21;5;37) ein zwischen "frei" und "blokkiert" kontinuierlich veränderbares Bremsmoment aufbringt;
 - einem Kniegelenkgetriebe (16; 29; 35) zur Übertragung des Bremsmomentes von der Bremswelle (21; 5; 37) auf die Knieachse (5);
 - einer Steuereinheit (19), die über einen Steueralgorithmus die Bremse (11) in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers beaufschlagt;
 - EMG-Sensoren (8), die im Stumpfbett (1) zur Anlage an bestimmten Oberschenkelmuskeln angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit (19) abgeben;
- Fußdrucksensoren (9), die in der Lauffläche des Prothesenfußes (3) angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit (19) abgeben;

- einem Kodiergerät (28), das den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige Winkelgeschwindigkeit zwischen Prothesenober- und -unterschenkel (2) mißt und in Form elektrischer Signale an die Steuereinheit (19) abgibt; insbesondere zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch folgende Merkmale:
- a) zumindest zwei Fußdrucksensoren (9) sind in nach
 unten offenen Ausnehmungen (15) in der Fußsohle angeordnet und zwar im Fersenbereich sowie im Kopfbereich eines OS metatarsale;
- b) die Bremse (11) ist eine Magnetpulverbremse, die

 über gepulste Steuersignale einer Pulsweiten-Modulationsschaltung (PWM-Schaltung) angesteuert wird,
 wobei die Pulsweite den durch die Bremse fließenden
 Strom und somit das Bremsmoment bestimmt;
- 20 c) ein Einstell- und Kalibriersystem zur Anpassung des die Bremse (11) beaufschlagenden Steueralgorithmus an den Gang des Prothesenträgers.
- 11. Oberschenkelprothese nach Anspruch 10, gekennzeichnet
 durch einen dritten Fußdrucksensor (9) im Bereich eines
 OS metatarsale und einen vierten Fußdrucksensor (9) im
 Zehenbereich.
- 12. Oberschenkelprothese nach Anspruch 10 oder 11, dadurch
 gekennzeichnet, daß in der Innenwandung des Stumpfbettes
 (1) zumindest zwei EMG-Sensoren (8) festgelegt sind, deren elektrische Anschlüsse außen am Stumpfbett (1) verlegt sind.
- 35 13. Oberschenkelprothese nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die zwei EMG-Sensoren (8) den Muskeln rectus femoris und hamstrings zugeordnet sind.

- 14. Oberschenkelprothese nach Anspruch 12 oder 13, gekennzeichnet durch einen dritten, dem adductor longus zugeordneten EMG-Sensor (8).
- 5 15. Oberschenkelprothese nach Anspruch 12, 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, daß die EMG-Sensoren federelastisch festgelegt sind.
- 16. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 15,

 dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand der EMG-Sensoren

 (8) vom Rand (la) des Stumpfbettes (1) etwa 10 cm beträgt. (Figur 2)
- 17. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 16,
 dadurch gekennzeichnet, daß sich jeder Fußdrucksensor (9)
 gegen eine Metalleinlage (14) abstützt, die in eine Ausnehmung (15) eingelegt ist, die um den Fußdrucksensor (9)
 herum mit dem Material der Prothesenfuß-Lauffläche ausgefüllt ist. (Figuren 5 und 6)

18. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß jeder Fußdrucksensor (9) die Größe des von der Sensor-Kontaktfläche auf den Boden ausgeübten Drucks in Form elektrischer Signale abgibt.

- 19. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 18, gekennzeichnet durch einen Sensor zur Messung des Kniemomentes.
- 20. Oberschenkelprothese nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Kniemoment-Sensor aus zumindest zwei
 Dehnungsmeßstreifenpaaren (40) besteht, die in der Sagittalebene jeweils vorn und hinten am Prothesenunterschenkel (2) angeordnet sind. (Fig. 18)
 - 21. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 20, gekennzeichnet durch einen Sensor zur Messung des Hüftmo-

20

25

mentes.

- 22. Oberschenkelprothese nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Hüftmoment-Sensor aus zumindest zwei
 Dehnungsmeßstreifenpaaren (40) besteht, die in der Sagittalebene jeweils vorn und hinten am Prothesenunterschenkel (2) angeordnet sind, und daß zur Messung das Kniegelenk (4) blockiert ist. (Fig. 18)
- 23. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Knieachse (5) sowie ein erstes Getriebezahnrad (17) fest am oberen Kniegelenkanschluß (6) sitzen, während der untere Kniegelenkanschluß (7) als Getriebegehäuse (18) ausgebildet ist, das die Lagerung für die Knieachse (5) bildet und Getriebe, Bremse (11) und Kodiergerät (28) umfaßt.
- 24. Oberschenkelprothese nach Anspruch 23, gekennzeichnet durch ein zweistufiges Untersetzungsgetriebe (16) mit parallel zueinander angeordneter Knieachse (5), Zwischenwelle (20) und Bremswelle (21), die drehbar im Getriebegehäuse (18) gelagert und jeweils mit einem Zahnrad (17) bestückt sind, wobei die Zwischenwelle (20) noch ein mit dem Zahnrad (23) der Bremswelle (21) kämmendes Zwischenrad (24) trägt. (Figuren 7 11)
- 25. Oberschenkelprothese nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, daß die Knieachse (5) zugleich als Bremswelle ausgebildet und sowohl im oberen als auch im unteren Kniegelenkanschluß (6,7) drehbar gelagert ist und drehfest ein Zahnrad (30) trägt, das mit einem Zahnrad (31) einer Zwischenwelle (32) kämmt, die über ein zweites Zahnrad (33) im Eingriff steht mit einem fest mit dem oberen Kniegelenkanschluß (6) verbundenen Zahnrad (34).
 - 26. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 25,

dadurch gekennzeichnet, daß das Kniegelenkgetriebe (35) einen an seinem einen Ende fest mit dem oberen Kniegelenkanschluß (6) verbundenen Hebel (36) aufweist, der sich mit seinem freien Ende auf einer auf einer Spindel (37) geführten und deren Drehantrieb darstellenden Drehmutter (38) abstützt, die auf der Spindel (37) verschiebbar ist, die die Bremswelle bildet und mit ihrem unteren Ende am unteren Kniegelenkanschluß (7) drehbar gelagert ist. (Figuren 15 und 16)

10

15

20

25

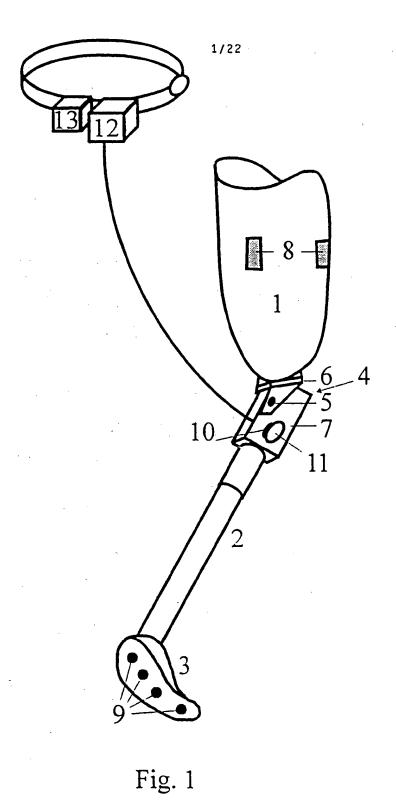
30

35

5

- 27. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 26, dadurch gekennzeichnet, daß das Kodiergerät (28) einen optischen Encoder sowie eine auf einer Getriebewelle (21;32;37) sitzende Kodierscheibe (27) umfaßt. (Figuren 11 und 14)
- 28. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß sich die elektronische Hardware zusammensetzt aus der digitalen Steuereinheit (19), ihrer Verkabelung mit einer Energiequelle (42), den EMGund Fußdrucksensoren (8,9), dem Kodiergerät (28) und der Bremse (11), und aus einem externen, das Einstell- und Kalibriersystem bildenden Computer (43) zum zeitweiligen Datenaustausch, Anpassung und Eichung der Steuereinheit (19). (Figur 21)
- 29. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 28, dadurch gekennzeichnet, daß die digitale Steuereinheit (19) in einem Gehäuse am Prothesenunterschenkel (2) angeordnet ist.
- 30. Oberschenkelprothese nach Anspruch 28 oder 29, dadurch gekennzeichnet, daß der externe Computer (43) eigene Schnittstellen für die Sensoren und Stellglieder aufweist, mit denen er direkt über Parallelkabel verbindbar ist.

Gr/is/af/bk



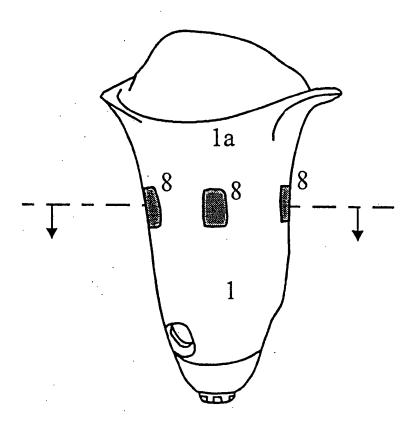


Fig. 2

3/22

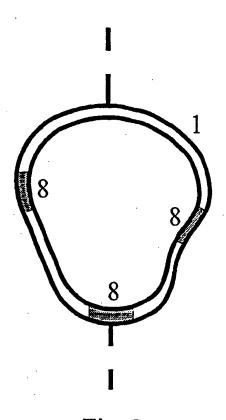


Fig. 3

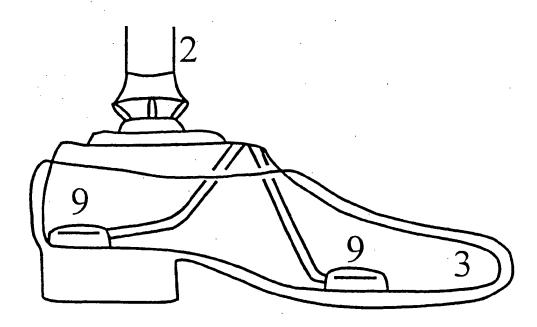


Fig. 4

5/22

Fig. 5

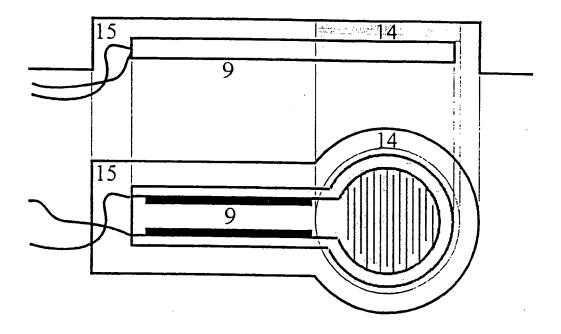


Fig. 6

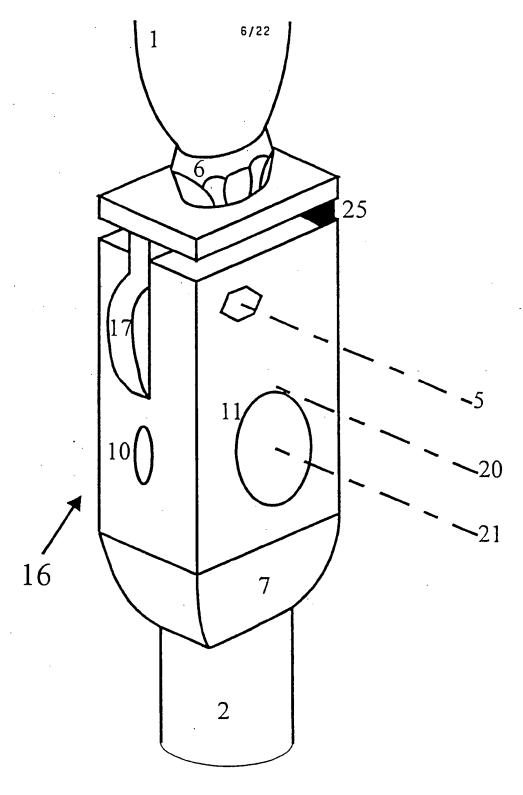
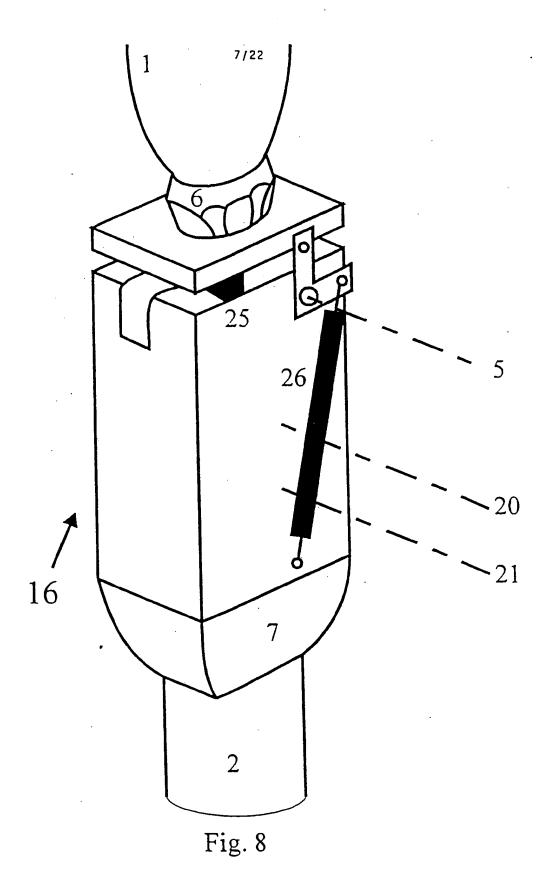


Fig. 7

WO 96/41599 PCT/DE96/01041



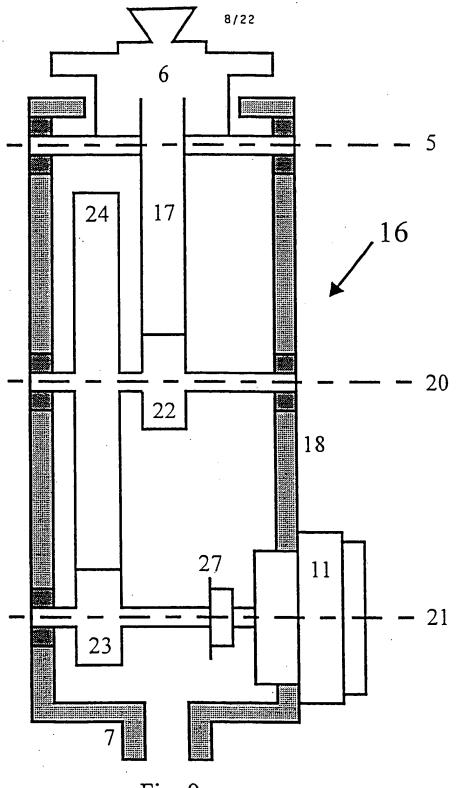


Fig. 9

WO 96/41599 PCT/DE96/01041

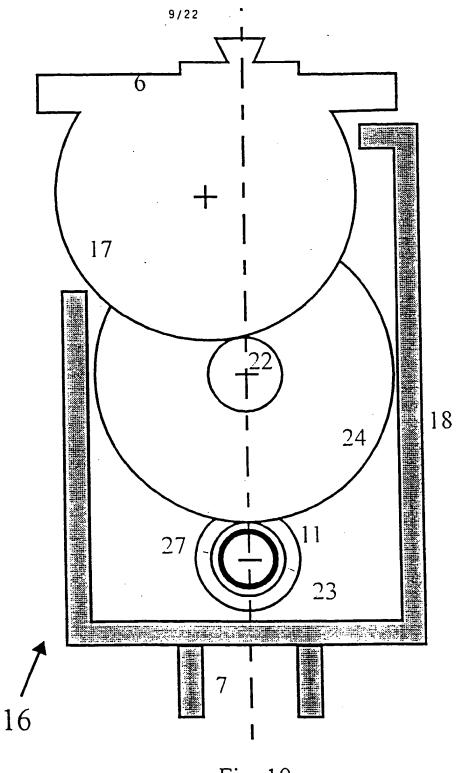


Fig. 10

10/22

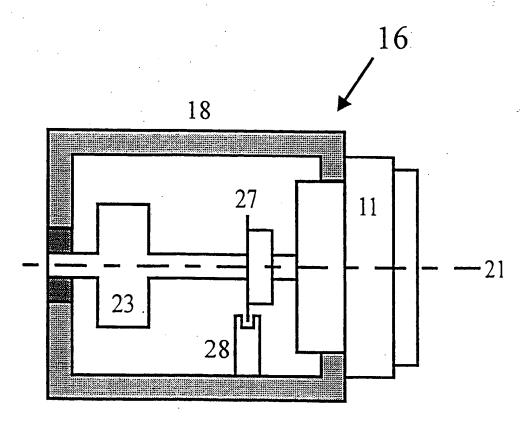


Fig. 11

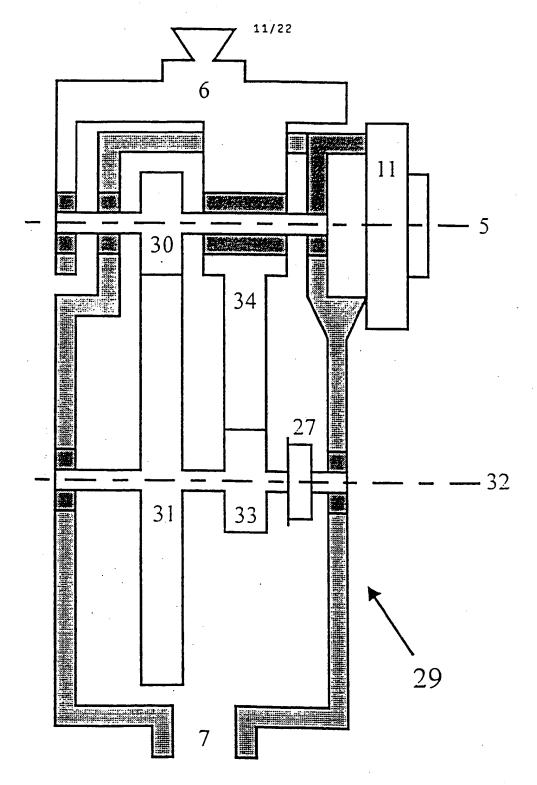
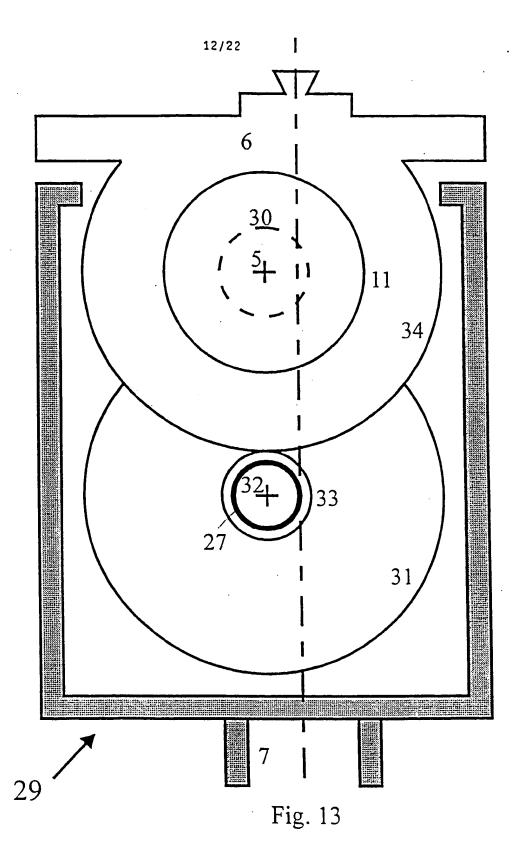


Fig. 12

Ersatzbiatt

WO 96/41599 PCT/DE96/01041



13/22

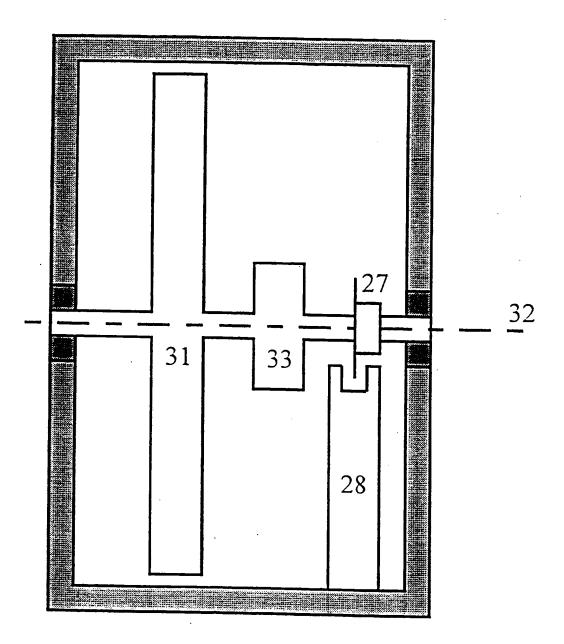
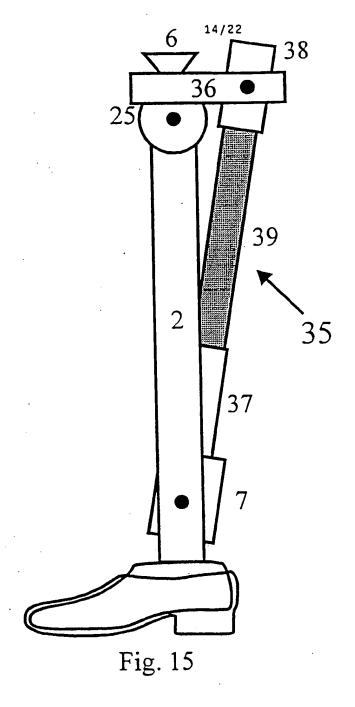
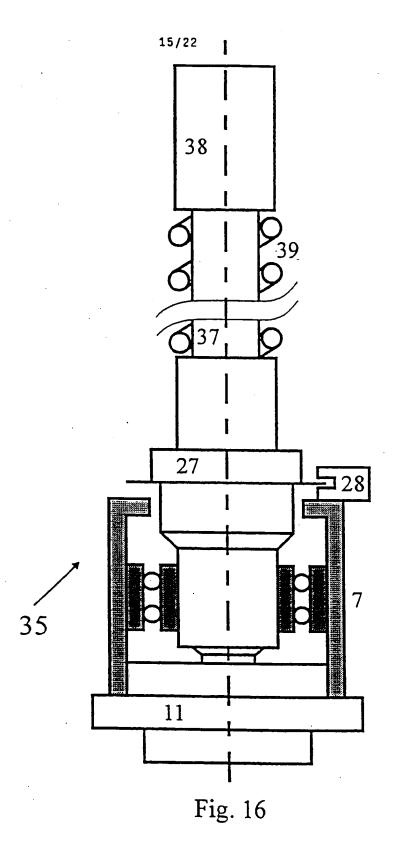


Fig. 14

WO 96/41599 PCT/DE96/01041





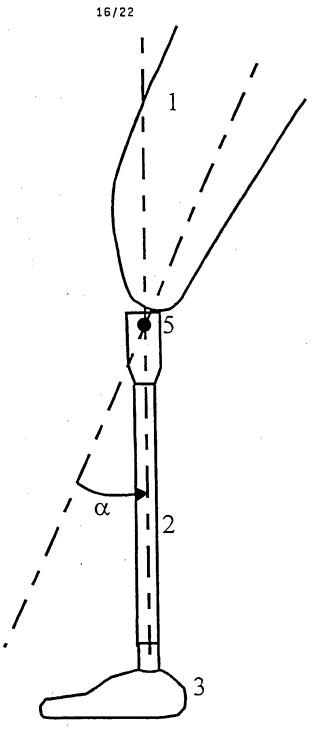
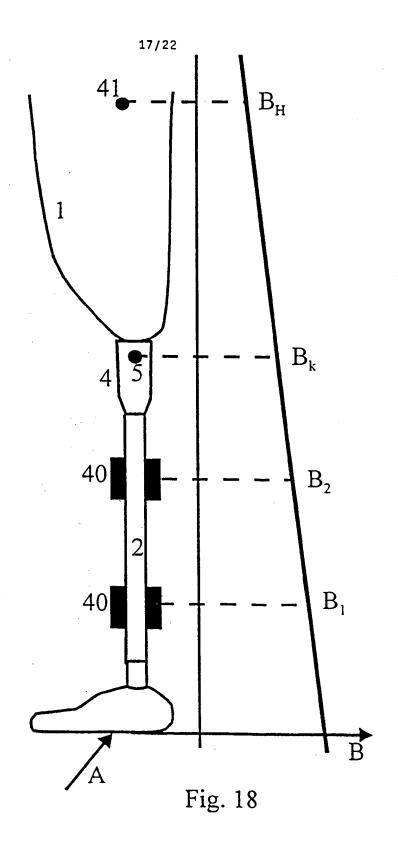
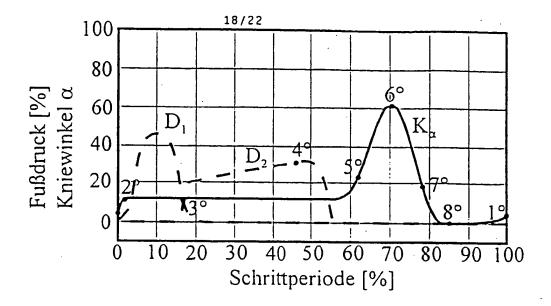


Fig. 17





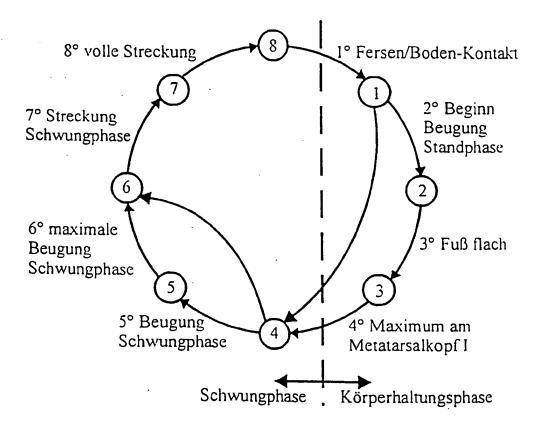


Fig. 19

Ersatzbian

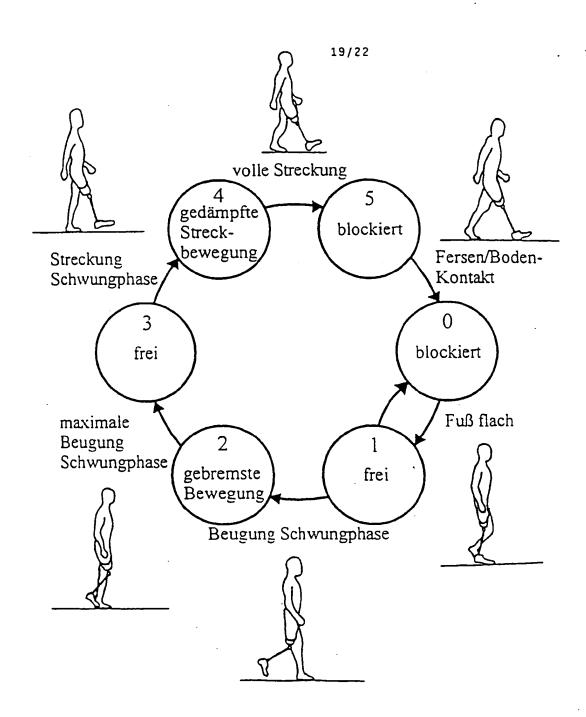


Fig. 20



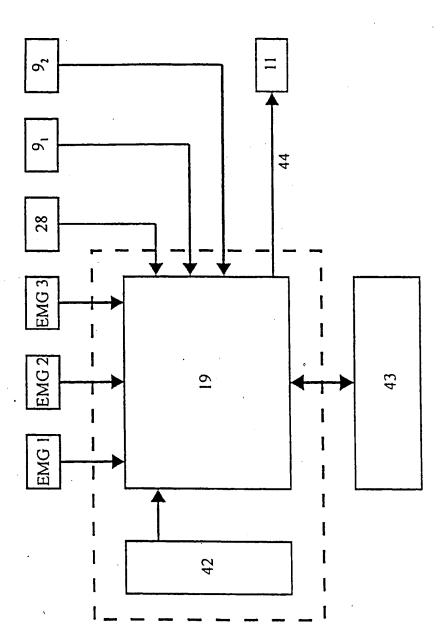


Fig. 21

21/22

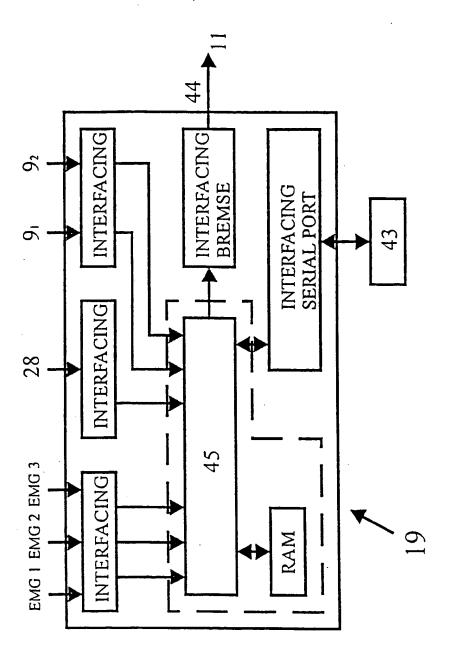


Fig. 22

22/22

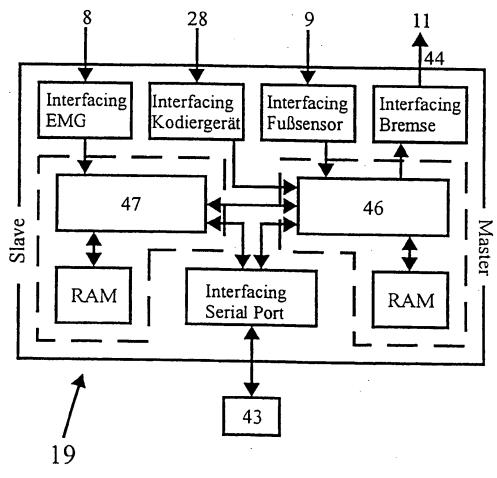


Fig. 23

nternational Application No
PCT/DE 96/01041

		701/02 30	7 0 2 0 7 2
A. CLASSI IPC 6	FICATION OF SUBJECT MATTER A61F2/68 A61F2/72 A61F2/64		
According to	o International Patent Classification (IPC) or to both national classif	ication and IPC	
B. FIELDS	SEARCHED		
Minimum d IPC 6	ocumentation searched (classification system followed by classification A61F	on symbols)	
Documental	tion searched other than munimum documentation to the extent that s	uch documents are included in the fields s	earched
Electronic d	lata base consulted during the international search (name of data base	e and, where practical, search terms used)	
C. DOCUM	MENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the re	levant passages	Relevant to claim No.
A	EP,A,O 549 855 (OTTO BOCK ORTHOPA INDUSTRIE) 7 July 1993 cited in the application see the whole document	DISCHE	1,10
A	DE,A,39 09 672 (KABUSHIKI KAISHA SEIKO SHO) 19 October 1989 cited in the application see the whole document	KOBE	1,10
A	US,A,5 413 611 (HASLAM, II) 9 May see the whole document	1995	1,10
A	FR,A,2 623 086 (ADCRO) 19 May 198 see the whole document	39	1,10
A	US,A,4 087 730 (GOLES) 2 May 1978 see abstract; figures 2,4		1 .
		·/	
X Fur	ther documents are listed in the continuation of box C.	Patent family members are listed	in annex.
"A" docum	nent defining the general state of the art which is not dered to be of particular relevance	"T" later document published after the into or priority date and not in conflict we cited to understand the principle or to invention	ith the application but
filing "L" docum which	r document but published on or after the international date nent which may throw doubts on priority daim(s) or a is cited to establish the publication date of another on or other special reason (as specified)	 "X" document of particular relevance; the cannot be considered novel or canno involve an inventive step when the d "Y" document of particular relevance; the cannot be considered to involve an i 	nt be considered to ocument is taken alone e claimed invention
'P' docum	nent referring to an oral disclosure, use, exhibition or means nent published prior to the international filing date but than the priority date claimed	document is combined with one or a ments, such combination being obvious the art. '&' document member of the same paten	nore other such docu- ous to a person skilled
1	e actual completion of the international search	Date of mailing of the international s	earch report
Name and	mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5318 Patentlaan 2 NL - 2230 HV Rijewijk	Authorized officer	
	Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo ml, Fax: (+31-70) 340-3016	Klein, C	

Form PCT/ISA/218 (second sheet) (July 1992)

nternational Application No
PCT/DE 96/01041

(Conunu	ADOB) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT	PCT/DE 96/01041	
regory *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	
		TOTAL W CIZIM NO.	
1	US,A,3 866 246 (SEAMONE) 18 February 1975 see abstract; figure 4	1	
A	US,A,5 258 037 (CASPERS) 2 November 1993 see abstract see column 10, line 3 - line 8; figures	10	
4	FR,A,2 642 302 (BASSET) 3 August 1990 see page 14, line 32 - line 34; claim 1; figure 9	10	
P,A	EP,A,O 681 818 (OTTO BOCK ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE) 15 November 1995 see the whole document	1,10	
A	US,A,4 209 860 (GRAUPE) 1 July 1980		
٠.			
		-	
4			
	•		
	·		
	·		

1

Information on patent family members

ternational Application No
PCT/DE 96/01041

Patent document ited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-549855	07-07-93	US-A- 538393 AT-T- 13590 CN-A- 107410 DE-D- 6920947 ES-T- 208603 JP-A- 521207 US-A- 557120	1 15-04-96 9 14-07-93 6 02-05-96 4 16-06-96 0 24-08-93
DE-A-3909672	19-10-89	JP-A- 124474 JP-B- 254018 JP-A- 124474 JP-B- 250134 JP-A- 124474 JP-B- 250186 GB-A,B 221642 GB-A,B 225250 US-A- 506285 US-A- 513377 US-A- 534444	4 02-10-96 7 29-09-89 6 29-05-96 8 29-05-96 2 29-05-96 6 11-10-89 3 12-08-92 6 05-11-91 4 28-07-92 3 28-07-92
US-A-5413611	09-05-95	NONE	
FR-A-2623086	19-05-89	NONE	
US-A-4087730	02-05-78	AT-A- 34003 DE-A- 263984 FR-A- 232509	24-03-77
US-A-3866246	18-02-75	NONE	
US-A-5258037	02-11-93	AU-B- 67063 EP-A- 065070 AU-A- 503333 CA-A- 209894 CA-A- 217415 US-A- 537613 US-A- 553403 US-A- 557120	08 03-05-95 03 01-06-95 15 14-04-94 51 14-04-94 32 27-12-94 34 09-07-96

PCT/DE 96/01041

	rei/or y	
A. KLASS IPK 6	AG1F2/68 AG1F2/72 AG1F2/64	
Nach der Li	nternationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK	•
	RCHIERTE GEBIETE	
IPK 6	rter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61F	
Recherchie	rte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebi	ete fallen
Während d	er internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwende	te Suchbegriffe)
C. ALS W	/ESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN	T
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, sowest erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	EP,A,0 549 855 (OTTO BOCK ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE) 7.Juli 1993 in der Anmeldung erwähnt	1,10
A	DE,A,39 09 672 (KABUSHIKI KAISHA KOBE SEIKO SHO) 19.0ktober 1989	1,10
A	in der Anmeldung erwähnt siehe das ganze Dokument US,A,5 413 611 (HASLAM, II) 9.Mai 1995	1,10
^	siehe das ganze Dokument	1,10
A	FR,A,2 623 086 (ADCRO) 19.Mai 1989 siehe das ganze Dokument	1,10
A	US,A,4 087 730 (GOLES) 2.Mai 1978 siehe Zusammenfassung; Abbildungen 2,4	1
ļ	-/	
	citere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu X Siehe Anhang Patentfamilie mehmen	
* Besonde *A* Verö aber *E* ältere Ann	lem internationalen Anmeldedatum icht worden ist und mit der nur zum Verständnis des der ips oder der ihr zugrundeliegenden deutung, die beanspruchte Erfindu nülchung nicht als neu oder auf	
sche ande soil ausg 'O' Verö eine	inen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer erfinderischer Tätigkeit beruhend bereiten im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden zu einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie kann meht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend bereitlichtung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht	trachtet werden deutung: die beanspruchte Erfindu tigkeit beruhend betrachtet mit ener oder mehreren anderen : in Verbindung gebracht wird und
P Verö	ffendichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist Veröffentlichung, die Mitglied ders des Abschlusses der internationalen Recherche Absendedatum des internationalen	elben Patentfamilie ist
	14.November 1996 2 0. 11. 96	
Name un	d Postanschrift der Internationale Recherchenbehörde Bevollmächtigter Bediensteter Europaisches Patentamt, P.B. 5818 Patentaan 2	
	NL - 2280 HV Rijswijk Td. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016 Klein, C	
	The area (The area (The area)	

Formblatt PCT/ISA/210 (Blatt 2) (Juli 1992)

Information on patent family members

ternational Application No PCT/DE 96/01041

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
FR-A-2642302	03-08-90	NONE		. 1
EP-A-681818	15-11-95	DE-C- AU-A- CA-A- CN-A- ES-T- JP-A-	4416509 1786695 2148577 1117839 2079337 8098853	23-11-95 16-11-95 11-11-95 06-03-96 16-01-96 16-04-96
US-A-4209860	01-07-80	NONE		

Form PCT/ISA/218 (patent family annex) (July 1992)

Angaben zu Veröffermichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

ternationales Aktenzeichen
PCT/DE 96/01041

Im Recherchenbericht geführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP-A-549855	07-07-93	US-A- 5383939 AT-T- 135901 CN-A- 1074109 DE-D- 69209476 ES-T- 2086034 JP-A- 5212070 US-A- 5571205	24-01-95 15-04-96 14-07-93 02-05-96 16-06-96 24-08-93 05-11-96
DE-A-3909672	19-10-89	JP-A- 1244746 JP-B- 2540184 JP-A- 1244747 JP-B- 2501346 JP-A- 1244748 JP-B- 2501862 GB-A,B 2216426 GB-A,B 2252503 US-A- 5062856 US-A- 5133774 US-A- 5344446	29-09-89 02-10-96 29-09-89 29-05-96 29-09-89 29-05-96 11-10-89 12-08-92 05-11-91 28-07-92 28-07-92
US-A-5413611	09-05-95	KEINE	
FR-A-2623086	19-05-89	KEINE	
US-A-4087730	02-05-78	AT-A- 340039 DE-A- 2639844 FR-A- 2325098	25-11-77 24-03-77 15-04-77
US-A-3866246	18-02-75	KEINE	
US-A-5258037	02-11-93	AU-B- 670631 EP-A- 0650708 AU-A- 5033393 CA-A- 2098945 CA-A- 2174151 US-A- 5376132 US-A- 5534034 US-A- 5571208	25-07-96 03-05-95 01-06-95 14-04-94 14-04-94 27-12-94 09-07-96 05-11-96

mationales Aktenzeichen
PCT/DE 96/01041

	mg) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN	PCT/DE 96/01041	
Categorie"	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kon		
	sowal eroruenich unter Angabe aer in Betracht kon	menden Teile Betr. Anspruch Nr.	
A .	US,A,3 866 246 (SEAMONE) 18.Februar 1975 siehe Zusammenfassung; Abbildung 4	1	
A	US,A,5 258 037 (CASPERS) 2.November 1993 siehe Zusammenfassung siehe Spalte 10, Zeile 3 - Zeile 8; Abbildungen	10	
A	FR,A,2 642 302 (BASSET) 3.August 1990 siehe Seite 14, Zeile 32 - Zeile 34; Anspruch 1; Abbildung 9	10	
P,A	EP,A,O 681 818 (OTTO BOCK ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE) 15.November 1995 siehe das ganze Dokument	1,10	
A	US,A,4 209 860 (GRAUPE) 1.Juli 1980		
		·	
		·	
		·	

1

Fermbiatt PCT/ISA/218 (Fortetting von Statt 2) (Juli 1992)

Angaben zu Veröffessalichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

PCT/DE 96/01041

Im Recherchenbericht ngeführtes Patentdokument			Mitglied(er) der Patentfamilie	
FR-A-2642302	03-08-90	KEINE		
EP-A-681818	15-11-95	AU-A- 17 CA-A- 21 CN-A- 11 ES-T- 20	116509 786695 148577 117839 979337	23-11-95 16-11-95 11-11-95 06-03-96 16-01-96 16-04-96
US-A-4209860	01-07-80	KEINE	,,,,,,,	

Formblatt PCT/ISA/210 (Anhang Patentfamilie)(Juli 1992)